



TITLE:

大腿四頭筋の筋疲労による筋活動比の変化について

AUTHOR(S):

大畑, 光司; 市橋, 則明

CITATION:

大畑, 光司 ...[et al]. 大腿四頭筋の筋疲労による筋活動比の変化について . 京都大学医学部保健学科紀要: 健康科学 2006, 2: 15-19

ISSUE DATE:

2006-03-31

URL:

<https://doi.org/10.14989/39568>

RIGHT:

原 著

大腿四頭筋の筋疲労による筋活動比の変化について

大畑 光司, 市橋 則明

Change of Electromyographic Ratio in Quadriceps Femoris with Muscle Fatigue

Koji OHATA, RPT.M.S., Noriaki ICHIHASHI, RPT.Ph.D

Abstract: The aim of this study was to investigate the multi-muscle fatigue patterns in Rectus Femoris (RF), Vastus Medialis (VM), and Vastus Lateralis (VL). Sixteen healthy subjects performed isometric knee extensions at 25%, 50%, and 75% of maximum voluntary contraction (MVC). Surface electromyographic activity (EMG) was recorded from RF, VM, and VL during 40 sec of isometric contraction. Median Power Frequency (MDPF) and Normalized EMG amplitude (%AEMG) were calculated from EMG data. RF showed a significant decrease in MDPF at every contraction level ($p < 0.001$), but VM and VL showed significant decreases only at 75% MVC ($p < 0.01$). The MDPF coefficients of regression showed RF declined significant greater than VM and VL at 50% and 75% MVC ($p < 0.05$). RF didn't show a significant change in %AEMG at 25% MVC, even though VM and VL showed significant increases at every contraction level ($p < 0.05$). RF/VM and RF/VL ratios increased during fatiguing tasks at 25% and 50% MVC ($p < 0.05$). These results show the difference in fatigue patterns in RF and monoarticular muscles. It seems that increased activity of VM and VL compensate for a fall in RF output during muscle fatigue. This could represent an example of muscle synergy during muscle fatigue.

key words: Quadriceps femoris, Muscle fatigue, Surface electromyography, Electromyographic ratio

はじめに

筋を収縮させ続けると神経・筋における生理的变化が生じ、発揮筋力は減少する。このような現象は一般に「筋疲労」と呼ばれ、古くから筋、神経の生理学的研究の対象となってきた。筋疲労の原因は、筋収縮に関与する電気生理学的変化やエネルギー供給の変化にあると考えられており¹⁾、筋力が一定に保たれている最大下収縮時にも生理学的な意味での疲労は生じている²⁾。持続的な収縮に伴って徐々に進行する筋疲労の状態を電気生理学的に定量化する手段として、筋電図は有用な方法である^{3,4)}。筋疲労に伴う筋電図の変化の特徴として周波数帯域の低周波化がよく知られており³⁻⁶⁾、その中央パワー周波数 (Median Power Frequency: 以下 MDPF) の低下は筋疲労の簡便な指標となる⁴⁾。MDPF の低下は最大収縮による筋出力低下時のみでなく、最大下努力にて筋力を一定に保とうとするときでも生じている。MDPF の低下は膜電位

の伝導速度の低下^{3,7,8)}、運動単位の同期化⁹⁾、運動単位の弛緩期の増加^{7,9)}および発火頻度の減少⁷⁾などに起因するとされる。筋内 pH¹⁰⁾などの生理学的な疲労変化と MDPF の低下が関係していることから、筋疲労の指標としての妥当性も高いと考えられる。また筋疲労に伴う電気生理学的変化として MDPF の低下の他に、筋電図の振幅の変化についても古くから知られている。最大筋力では時間経過に伴い発揮筋力と筋活動量が減少するが、最大下筋力では発揮筋力が一定もしくは低下しても、疲労に伴って筋活動の振幅が増大する^{11,12)}。これは筋疲労に伴う筋張力の低下に対する代償的な運動単位の活動動員の増加や、インパルスの同期化によると考えられている¹¹⁾。しかしこの値は筋内の pH などの生理学的指標との関係性が低いとされる¹⁰⁾。また、筋電図の低周波化と振幅の増大はそれぞれ独立したものではなく、互に関連しあった現象と考えられている¹²⁾。

筋電図による筋疲労の定量化は、運動に関わる筋の疲労指標として有用である。しかし、通常の関節運動は単一の筋のみにより生じるものではなく、いくつかの筋の合力であることが多い。一つの運動に二つ以上の筋が関係する場合、それらの筋で生じる筋疲労にどのような関係があるのかについては明確にされていない

京都大学医学部保健学科
〒606-8507 京都市左京区聖護院川原町53
School of Health Sciences, Faculty of medicine, Kyoto University
受稿日 2005年9月16日
受理日 2005年10月7日

い。特にある筋が筋疲労を起こした場合、協同して働く筋の活動がどのように変化するかを知ることは、より実面的な疲労の性質を知るための重要な知見であると思われる。大腿四頭筋は二関節筋の大腿直筋 (Rectus Femoris: 以下 RF) と単関節筋の内側広筋 (Vastus Medialis: 以下 VM)、外側広筋 (Vastus Lateralis: 以下 VL) および中間広筋からなり、これらの筋の合力が膝伸展筋力として作用する。Housh ら¹³⁾は、大腿四頭筋の表面にある三筋において、自転車エルゴメータを用いた時の疲労閾値が異なるとし、大腿直筋が外側広筋に比べて疲労しやすいことを報告している。また Ebenbichler ら¹⁴⁾は大腿四頭筋に最大随意収縮の70%の等尺性運動を行わせた場合、二関節筋の RF の活動量は低下するが、単関節筋の VM, VL の活動量は変化しないか、むしろ増加を示したとし、筋電図の振幅に差が生じることを報告している。このような RF と VM, VL の振幅の変化の相互関係は、持久的収縮への協同筋の対応に関する重要な知見となると考える。そのような相互関係を知るためには、RF の振幅に対する VM や VL の振幅の比やその比の強度による変化を明らかにする必要がある。しかし筋疲労に伴う協同筋の関係について筋活動比の観点から調べた報告は見あたらない。そこで今回、筋電図を用いて筋疲労による大腿四頭筋の活動量を測定し、各筋の筋活動比の時間変化から疲労に対する各筋の関係を明確にすることを目的とした。

方 法

1. 対 象

整形外科的、神経学的に障害を有さない健康成人16名 (男9名, 女7名, 平均年齢 24.3 ± 4.7 歳) を対象とした。身体特性は身長 167.4 ± 7.3 cm, 体重 58.9 ± 9.1 kg であった。

2. 運動課題

被験者に椅子座位をとらせ、膝60度屈曲位で等尺性の膝伸展運動を最大随意収縮 (Maximum Voluntary Contraction: 以下 MVC) で3秒間行わせた。そのときの筋力を OG 技研社製 Musclator GT30 により測定し、その後 MVC の25, 50, 75%の強度 (25, 50, 75% MVC) にて40秒間の等尺性収縮を行わせた。アームの長さは各被験者の膝関節裂隙から下腿遠位部 (内外果の直上) の長さに設定し、各測定におけるアームの長さは一定に調節した。このときの RF, VM, VL の筋電図波形を導出し、40秒間の変化を記録した。各課題運動の測定の間には1時間以上の間隔をあけた。

3. 測定項目

筋電図測定には Nolato 社製 MYO SYSTEM EM-103 (アンプの周波数帯域は 10~500 Hz) を用い、サ

ンプリング周波数は 1 kHz として、双極誘導により筋電波形を導出した。電極にはディスプレイ銀塩化銀電極を用い、RFは下前腸骨棘と膝蓋骨上縁を結ぶ線の中央、VMは膝蓋骨上縁内角より上方2横指、VLは大転子と外側上顆を結ぶ線の遠位1/3にそれぞれ貼付した。また電極間距離は3cmとし、皮膚の電極間抵抗は $10\text{ k}\Omega$ 以下になるよう、皮膚処理を行った。アース電極は膝蓋骨中央部に取り付けた。記録した筋電図波形はパソコンに取り込み、Nolato 社製筋電図解析ソフト Myo Research 2.02 にて平均整流筋電図値 (Averaged Electromyography: 以下 AEMG) を測定した。また同時に、生データを高速フーリエ変換 (Fast Fourier transform) し、単位時間における Median Power Frequency (以下 MDPF) を求めた。

4. 解析方法

40秒間の筋電波形から10秒ごとの平均値を算出し、それぞれ10, 20, 30, 40秒とした。AEMGの振幅の大きさは、最大随意収縮時の AEMG を100%として正規化した値を用い、%AEMG として表した。各時間での %AEMG と MDPF の平均値を算出し、それぞれの値の時間要因における変化を検討した。また1秒ごとの MDPF の値から、収縮時間に対する一次回帰直線の傾き (以下 slope) を求め、収縮強度における差を比較した。また、各時間での %AEMG における RF/VM 比, RF/VL 比, VM/VL 比を算出し、時間における変化を調べた。統計処理として時間および強度における変化には Repeated one way ANOVA, 筋による違いには One way ANOVA と Post-hoc test (Tukey-Kramer test) を用いた。また筋活動比の時間変化における有意差検定には Friedman の検定を用い、多重比較に Wilcoxon の順位和検定を用いた。それぞれの危険率は5%未満とした。

結 果

1. 筋疲労に伴う MDPF の時間的变化 (表1)

開始10秒間における 25, 50, 75% MVC の MDPF の値はすべての筋で強度による有意な変化を認めた (RF, VM: $p < 0.001$, VL: $p < 0.01$)。RF は25%より50, 75%が高い値を示しており、VM, VL は強度が増すにつれて高くなっていた。また筋間の比較では RF で高く、VM, VL で低くなる傾向があったが、有意差は認められなかった。MDPF の収縮時間による変化について、RF ではすべての強度で収縮時間が増加することにより有意な低下を認めた (25, 50, 75% MVC: $p < 0.001$)。しかし VM, VL では 75% MVC でのみ有意な変化を認めた ($p < 0.01$)。

2. MDPF の一次回帰直線の傾き (slope) の収縮強度に伴う変化 (表2)

MDPF の slope は、高い強度ほど高い減少率を示

表1 大腿直筋 (RF), 内側広筋 (VM), 外側広筋 (VL) における MDPF 値の疲労性変化 (Mean±SD)

MDPF	MVC	10 sec	20 sec	30 sec	40 sec	F	P value
RF (Hz)	25%	67.0± 5.8	65.4± 5.4	64.2± 5.3	64.3± 4.9	9.423	<0.001
	50%	71.6± 7.4	69.2± 6.6	67.5± 6.3	66.3± 6.5	13.826	<0.001
	75%	71.3± 6.0	68.0± 7.2	66.0± 7.9	62.8± 8.2	21.723	<0.001
VM (Hz)	25%	63.6±12.0	63.3±13.2	63.0±12.1	63.2±13.0	0.395	0.757
	50%	65.4±13.5	65.1±14.1	65.1±13.8	65.7±13.4	0.361	0.781
	75%	68.3±13.3	67.0±13.2	65.1±13.2	64.8±11.9	6.089	<0.01
VL (Hz)	25%	62.1± 8.9	61.2± 8.7	61.4± 9.6	61.0± 9.0	0.576	0.634
	50%	66.1± 9.1	66.4±9.8	66.0±10.2	66.1±11.2	0.104	0.957
	75%	68.7±12.6	67.1±12.1	67.2±11.9	64.9± 9.51	6.025	<0.01

表2 25, 50%および 75%MVC 疲労課題における回帰直線の傾きの筋による違い (Mean±SD)

MDPF	RF Slope (Hz/sec)	VM Slope (Hz/sec)	VL Slope (Hz/sec)	P value
25%MVC	-0.06±0.04	-0.02±0.05	-0.03±0.09	0.121
50%MVC	-0.14±0.09	-0.02±0.07	-0.05±0.05	<0.001
75%MVC	-0.28±0.14	-0.14±0.15	-0.13±0.11	0.003

し ($p<0.001$), 25%MVC と 75%MVC, 50%MVC と 75%MVC の間で有意な差が認められた ($p<0.05$)。筋間の比較では, 50%MVC と 75%MVC において有意な差も認め ($p<0.01$), RF の slope が他の二筋と比べて有意に高くなった ($p<0.05$)。

3. 筋疲労に伴う各筋の %AEMG の時間的変化 (表 3)

開始 10 秒間における 25, 50, 75% MVC の %AEMG は, RF で高く, VM で低い傾向にあったが, 筋間の有意な差は認められなかった。%AEMG の収縮時間による変化について, VM, VL はすべての強度で有意な増加を示した (25% MVC: $p<0.01$, 50%, 75%MVC: $p<0.001$)。しかし RF では 50%, 75%MVC の強度において有意な増加を認めたが ($p<0.01$), 25%MVC では有意な変化を認めなかった。

4. 筋疲労に伴う筋活動比の時間的変化 (表 4, 図 1)

RF/VM 比, RF/VL 比, VM/VL 比の各比は, 強

度による有意な値の変化を認めなかった。収縮時間における変化として RF/VM 比, RF/VL 比については 25%, 50%MVC で収縮時間に伴い, 有意な低下を示した (RF/VM 比: 25, 50%ともに $p<0.01$, RF/VL 比: 25% $p<0.05$, 50% $p<0.01$)。これに対して VM/VL 比ではこれらの強度で有意な変化は認められなかった。また 75%MVC ではすべての比に時間的変化は生じなかった。

考 察

1. 膝伸展運動における各筋の疲労変化

大腿四頭筋の周波数の差異について, Gerdle ら¹⁵⁾ は VM, VL より RF で高い値を示したとし, Pincivero ら¹⁶⁾ は VL が VM より高い値を示し, RF の値は VM, VL 間に位置するとしている。また, これらの筋に差が無かったとする報告もあり^{17, 18)}, 一致していない。今回の収縮初期の MDPF の値には明確な差が認められなかったが, RF が VM, VL より

表3 大腿直筋 (RF), 内側広筋 (VM), 外側広筋 (VL) における %AEMG 値の疲労性変化 (Mean±SD)

%AEMG	%MVC	10 sec	20 sec	30 sec	40 sec	F	P-value
RF (%)	25%	25.6± 8.8	25.5± 7.6	25.5± 7.8	25.5± 7.9	0.44	0.988
	50%	53.4±34.0	59.0±36.5	58.2±32.3	60.7±34.9	4.918	0.005
	75%	72.9±38.5	84.5±47.2	89.1±49.1	84.5±41.0	5.73	0.002
VM (%)	25%	16.1± 7.1	18.0± 8.0	19.0± 8.7	20.1± 9.3	11.498	<0.001
	50%	34.3±16.8	40.9±21.4	43.6±21.7	46.1±22.9	20.095	<0.001
	75%	58.8±31.9	69.3±40.1	75.5±42.1	76.2±43.6	16.457	<0.001
VL (%)	25%	21.9±14.6	23.8±14.4	25.4±15.5	26.7±16.0	12.162	<0.001
	50%	43.7±22.5	48.7±25.9	52.2±26.1	55.7±25.6	24.548	<0.001
	75%	72.8±41.3	83.0±49.8	89.2±48.5	90.2±52.0	18.702	<0.001

表4 RF/VM 比, RF/VL 比および VM/VL 比の疲労性変化

(Mean±SD)

Ratio	MVC	10 sec	20 sec	30 sec	40 sec	P-value
RF/VM	25 %	1.82±0.93	1.67±1.02	1.60±0.95	1.53±0.91	0.011
	50 %	2.26±2.00	2.20±2.02	2.03±1.83	1.98±1.81	0.010
	75 %	1.70±1.23	1.74±1.44	1.70±1.45	1.56±1.17	0.771
RF/VL	25 %	1.52±0.79	1.42±0.83	1.35±0.79	1.28±0.77	0.005
	50 %	1.77±1.53	1.81±1.61	1.65±1.44	1.48±1.17	0.007
	75 %	1.58±1.46	1.73±1.80	1.57±1.47	1.50±1.37	0.206
VM/VL	25 %	0.87±0.43	0.87±0.34	0.86±0.33	0.85±0.30	0.453
	50 %	0.87±0.36	0.91±0.34	0.89±0.32	0.85±0.26	0.264
	75 %	0.89±0.38	0.94±0.43	0.91±0.35	0.92±0.39	0.348

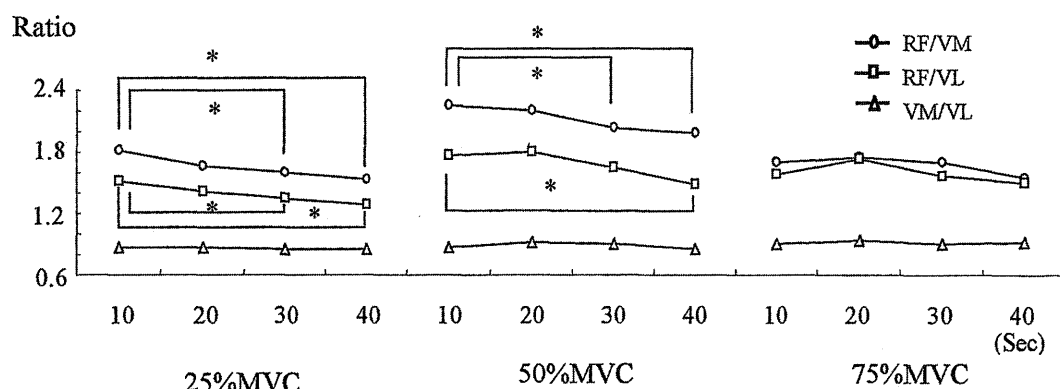
Wilcoxon の順位和検定, *: $p < 0.05$

図1 RF/VM 比, RF/VL 比および VM/VL 比

若干高い値を示していたことは Gerdle らの報告と一致していた。MDPF の値は電極の貼付位置や電極間距離などの影響を受けるため一概には比較できないが⁴⁾, RF では高い周波数帯域の筋活動が生じやすい傾向があるのではないかと考えられた。一方, 持続的運動によって生じる疲労に伴い, MDPF の低下を示すことは良く知られている。また, MDPF の slope は同一筋内であればほぼ同じであることも報告されている⁴⁾。今回の結果では RF が VM, VL よりも低い強度から MDPF の低下を示し, また MDPF の slope も有意に大きな値を示した。このことは, 筋電図学的な意味での筋疲労が, 他の単関節筋に比べて RF のほうがより生じやすいことを示している。つまり, RF は他の二筋の違いより, 周波数低下の原因である代謝産物の蓄積やエネルギー供給低下による膜電位の伝達速度の低下などが生じやすいのではないかと考えられた。

一方, %AEMG では, 25%MVC の強度で RF の増加を認めず, VM, VL の増加のみを認めた。50%MVC, 75%MVC ではすべての筋で有意な増加を示した。筋電図の振幅の増加は, MDPF と同様に筋疲労の指標であるとされる。しかし今回の結果は低強度における筋電図の振幅の変化が RF よりも, むしろ VM, VL の方が大きくなっており, MDPF とは異なる傾向を示していた。Ebenbichler ら¹⁴⁾の報告におい

ても 30, 50, 75%における等尺性膝伸展運動を行わせたときの周波数の低下速度は RF で大きく, 振幅の増加は VM, VL で大きくなっており, 今回の結果と同様であった。一般的に %AEMG の増大を生じさせる原因は MDPF と異なり, 筋疲労に伴う運動単位ごとの筋出力の低下を代償的するためであると説明される。個々の運動単位の出力低下を補う方法については以下の 2 つが良く知られている。一つは疲労に伴い低下した筋出力を多くの運動単位を動員することにより, 一定の張力を維持するという考え方, 二つめは個々の運動単位の発火のタイミングが同期化することにより筋出力を維持しているという考え方である。しかし今回の結果を後者の考え方で説明することは難しい。なぜなら, もし発火のタイミングの同期化により %AEMG が増加したと考えると, 同期化に伴って MDPF が低下しているはずである。しかし今回, 25%MVC での VM, VL は %AEMG が増加しているにもかかわらず, MDPF の低下が認められなかった。したがって, 低強度における VM, VL の振幅の増大は, 代償的な運動単位の動員増加に起因する可能性が高い。

2. 筋活動比から見た各筋の関係

開始時の筋活動比は強度による一定の変化を示さなかったが, 50%MVC までの低, 中等度の膝伸展運動では, 収縮時間の増加により RF/VM 比, RF/VL 比

が減少することが示された。RF は低強度でも MDPF が低下しており, 生理的な疲労変化により RF の筋出力は低下していると推察される。これに対して膝伸展筋の出力を一定に保持するために代償的に VM, VL の運動単位の活動動員を増加させたことが, RF/VM 比, RF/VL 比の減少の原因ではないだろうか。しかし 75% の高強度ではすべての比がほぼ一定となり, 筋活動比の変化が認められなくなった。この強度では RF の活動増加も著明となり, VM, VL の活動の増加との間に差が無くなったためであると考えられた。RF で活動増加を示さずに, VM, VL が増える理由は明確ではない。しかし RF が二関節筋であり, その活動増加は膝のみでなく股関節にも影響を与えることを考えると, VM, VL などの単関節筋で活動増加させたほうが合理的であると考えられることもできる。

大腿四頭筋における各筋の出力調節については, 低出力の等尺性収縮における相補的な活動交代が知られている。Sjogaard ら¹⁹⁾は 5% MVC の低強度で, 長時間の等尺性膝伸展運動において大腿四頭筋の相補的な筋活動の交代が見られることを報告している。つまり膝伸展運動を行う場合, 常に一定の比率で筋活動を生じ続けるのではなく, 疲労に応じて主動筋を交代する特性があることを示している。Akima ら²⁰⁾は MRI を用いた研究で大腿四頭筋のうちの外側広筋のみを電気刺激により疲労させた後で膝伸展運動をさせたときに大腿四頭筋の他の三筋を多く用いていたことを報告している。これらのことから, 多筋の関係する最大下収縮において, すべての筋で一律に疲労変化が生じるものではないと考えられる。むしろ疲労を生じた場合, 関係する筋がそれぞれの筋の特性に応じて協調し, 一定の出力を保持する機能があると考えられた。

今回の結果は, 低強度, 中等度強度において疲労しやすい RF の代わりに VM, VL が筋活動を増加して一定の筋力を保つというメカニズムが存在することを示唆している。このようなメカニズムは, 大腿四頭筋に限らず, 疲労に対する多筋運動の特徴の一つである可能性がある。

文 献

- 1) 森谷敏夫: 筋肉と疲労. 体育の科学, 1992; 42: 335-341
- 2) De Luca CJ: Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle Nerve*, 1993; 16: 210-216
- 3) De Luca CJ: The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomechanics*, 1997; 13: 135-163
- 4) 正門由久, 野田幸男, 長谷公隆, 木村彰男, 千野直一: 表面筋電図周波数解析による筋疲労の検討. *リハ医学*, 1994; 31: 409-414
- 5) Mills KR: Power spectrum analysis of electromyogram and compound muscle action potential during muscle fatigue and recovery. *J Physiol*, 1982; 326: 401-409
- 6) Moxham J, Edwards RH, Aubier M, De Troyer A, Farkas G, Macklem PT, Roussos C: Changes in EMG power spectrum (high-to-low ratio) with force fatigue in humans. *J Appl Physiol*, 1982; 53: 1094-1099
- 7) Bigland-Ritchie B, Woods JJ: Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve*, 1984; 7: 691-699
- 8) Eberstein A, Beattie B: Simultaneous measurement of muscle conduction velocity and EMG power spectrum changes during fatigue. *Muscle Nerve*, 1985; 8: 768-773
- 9) Bigland-Ritchie B, Johansson R, Lippold OC, Woods JJ: Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. *J Neurophysiol*, 1983; 50: 313-324
- 10) Vestergaard-Poulsen P, Thomsen C, Sinkjaer T, Stubgaard M, Rosenfalck A, Henriksen O: Simultaneous electromyography and ³¹P nuclear magnetic resonance spectroscopy with application to muscle fatigue. *Electroenceph Clin Neurophysiol*, 1992; 85: 402-411
- 11) Moritani T, Muro M, Nagata A: Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol*, 1986; 60: 1179-1185
- 12) 矢部京之助: 筋疲労の神経機構. *体育の科学*, 1990; 40: 365-371
- 13) Housh TJ, deVries HA, Johnson GO, Housh DJ, Evans SA, Stout R, Evetovich TK, Bradway RM: Electromyographic fatigue thresholds of the superficial muscles of quadriceps femoris. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 1995; 71: 131-136
- 14) Ebenbichler G, Kollmitzer J, Quittan M, Uhl F, Kirtley C: Fialka VEMG fatigue patterns accompanying isometric fatiguing knee-extensions are different in mono- and biarticular muscles. *Electroenceph Clin Neurophysiol*, 1998; 109: 256-262
- 15) Gerdle B, Henriksson-Larsen K, Lorentzon R, Wretling ML: Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiol Scand*, 1991; 142: 457-465
- 16) Pincivero DM, Campy RM, Salfetnikov Y, Bright A, Coelho AJ: Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. *J Appl Physiol*, 2001; 90: 804-810
- 17) Gerdle B, Karlsson S, Crenshaw AG, Friden J: The relationships between EMG and muscle morphology throughout sustained static knee extension at two submaximal force levels. *Acta Physiol Scand*, 1997; 160: 341-351
- 18) Weir JP, McDonough AL, Hill VJ: The effects of joint angle on electromyographic indices of fatigue. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 1996; 73: 387-392
- 19) Sjogaard G, Kiens B, Jorgensen K, Saltin B: Intramuscular pressure, EMG and blood flow during low-level prolonged static contraction in man. *Acta Physiol Scand*, 1986; 128: 475-484
- 20) Akima H, Foley JM, Prior BM, Dudley GA, Meyer RA: Vastus lateralis fatigue alters recruitment of musculus quadriceps femoris in humans. *J Appl Physiol* 2002; 92: 679-684